

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/005972

International filing date: 29 March 2005 (29.03.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2004-095887
Filing date: 29 March 2004 (29.03.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 20 May 2005 (20.05.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 4 年 3 月 2 9 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 4 - 0 9 5 8 8 7

パリ条約による外国への出願
に用いる優先権の主張の基礎
となる出願の国コードと出願
番号

The country code and number
of your priority application,
to be used for filing abroad
under the Paris Convention, is

J P 2 0 0 4 - 0 9 5 8 8 7

出 願 人
Applicant(s): 独立行政法人放射線医学総合研究所

2 0 0 5 年 4 月 2 7 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



【書類名】	特許願
【整理番号】	0310076
【提出日】	平成16年 3月29日
【あて先】	特許庁長官 殿
【国際特許分類】	A61B 6/00 H05G 1/00
【発明者】	
【住所又は居所】	千葉県千葉市稲毛区小仲台 7-24-9
【氏名】	森 慎一郎
【発明者】	
【住所又は居所】	千葉県千葉市稲毛区宮野木 1722-122
【氏名】	遠藤 真広
【特許出願人】	
【識別番号】	301032942
【氏名又は名称】	独立行政法人放射線医学総合研究所
【代理人】	
【識別番号】	100064414
【弁理士】	
【氏名又は名称】	磯野 道造
【電話番号】	03-5211-2488
【提出物件の目録】	
【物件名】	特許請求の範囲 1
【物件名】	明細書 1
【物件名】	図面 1
【物件名】	要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲

【請求項 1】

陰極から陽極に熱電子ビーム束を照射して陽極で発生するX線束を、被検体の体幅方向に凹円筒状の曲面となるウェッジフィルタを介して前記被検体に向け照射する際に、

前記X線束が前記陽極から前記被検体の体幅方向に広がりつつヒール効果によるX線強度角度分布によって前記被検体の体幅方向と直交する体軸線方向に略扇形に広がって形成されるX線束照射領域で前記被検体の体軸線方向に不均一となる前記X線強度角度分布を均一となるように補正するヒール効果補正フィルタであって、

前記X線束のX線強度角度分布において、厚さがX線束の強度が強い位置では厚く、X線束の強度が弱い位置では薄くなるように構成したことを特徴とするヒール効果補正フィルタ。

【請求項 2】

前記厚さは、

前記X線束の照射軸線と前記熱電子ビーム束のビーム照射軸線とを含む平面において、X線束の照射軸線をY軸とし、X線束の照射方向にY軸に沿って距離FCD離れた位置でY軸と直交する軸をZ軸とし、 z' と y' が各々Z軸とY軸との交点を原点とする各軸方向の位置とし、FFDが前記陽極位置からY軸に沿った所定距離を示し、 θ が前記陽極位置からこのX線束の照射軸線に対して対称に広がって成すコーンアングルの範囲内の所定の角度であり、 $L_a(\theta)$ が前記角度 θ における y' の方向の長さを示す場合において、次の式1の計算式で求められることを特徴とする請求項1に記載のヒール効果補正フィルタ。

【数 1】

$$\begin{pmatrix} y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L(\theta) \cos \theta \\ \frac{FFD}{FCD} (FCD \tan \theta - L(\theta) \sin \theta) \end{pmatrix} \quad (\text{式1})$$

($\theta \leq |\text{コーンアングル}|$)

【請求項 3】

前記X線束の入射側透過面又は出射側透過面の一方が前記被検体の体軸線方向に延びる凸円筒状の曲面に形成され、他方が平面に形成されていることを特徴とする請求項1に記載のヒール効果補正フィルタ。

【請求項 4】

前記X線束の入射側透過面又は出射側透過面の一方が体軸線方向に延びる凸円筒状の曲面に形成され、他方が体軸線方向と直交する体幅方向に延びる凹円筒状の曲面に形成されていることを特徴とする請求項1に記載のヒール効果補正フィルタ。

【請求項 5】

陰極から陽極に熱電子ビーム束を照射し、陽極で発生するX線束を被検体に向け照射するX線照射装置において、

前記X線束が前記陽極から前記被検体の体幅方向に広がりつつヒール効果によって前記被検体の体幅方向と直交する体軸線方向に略扇形に広がるX線束照射領域で前記被検体の体軸線方向に不均一となるX線束のX線強度角度分布を均一となるように補正する請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載のヒール効果補正フィルタを、陽極と被検体との間に所定の距離で設けたことを特徴とするX線照射装置。

【請求項 6】

請求項5に記載のX線照射装置を採用したことを特徴とするX線CT装置。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 ヒール効果補正フィルタ及びX線照射装置並びにX線CT装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体にX線束を照射する際に、ヒール効果によるX線束のX線強度角度分布の不均一を均一に補正するヒール効果補正フィルタ及びX線照射装置並びにX線CT装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、X線発生装置は、陰極から陽極に向け熱電子ビーム束を照射し、陽極でX線束を発生する装置である。X線発生装置から発生するX線束を被検体に向け照射し、被検体を透過したX線束を所定の検出手段で検出すると、その透過部の断層状態の情報を得ることができる。また、X線断層撮像装置は、X線発生装置からX線束を被検体に向け照射し、被検体を透過したX線束を面状に配設した検出手段器で検出し、その検出した情報に基づき作成した断層データを作成する装置であり、その断層データを見て断層の状態を診断するのに使用されている。

【0003】

また、X線照射装置を使用する最も代表的な装置としてX線CT装置（以下、「CT（Computed Tomography）」という。）が知られている。CTは、例えば、X線照射装置と、シンチレータと半導体とを組み合わせた検出器とで構成されているが、X線を検出できるものなら何でもX線照射装置と組み合わせてCTとして用いることが可能である。このようなX線CT装置において、シンチレータと半導体とを組み合わせた多数の検出器が被検体を挟むようにその体軸線周りを周回しながら被検体の体幅方向の断層を体軸線方向に連続的に撮像するX線診断装置である。

なお、体軸線方向と体幅方向とは直交する関係にあり、X線束の照射軸線は、体軸線方向と体幅方向とに直交している。

【0004】

このCTはガントリーと寝台とを有し、ガントリーは薄い円筒状に形成されており、そのガントリーの中空部の中心軸線は熱電子線の入射軸線とX線束の照射軸線とを含む平面（以下、「軸平面」という。）と重なるように設定されている。寝台はX線束照射を受ける被検体の体軸線がガントリーの中心軸と重なるように、ガントリーの中空部内に進退可能に設けられている。さらに、ガントリーの内部にはX線管と、中空部を挟んだその対向位置に多数の検出器とがあり、両者が寝台に横たわって中空部に挿入された被検体の体軸線周りを一体に回転し、一方寝台もそれに伴い進退し、その間にX線管から照射されて被検体を透過したX線束を各検出器が検出して被検体の体軸線方向の所定長さにわたる断層データを得る。その断層データをコンピュータ解析して多数の断層の画像データを作成することで、被検体内の診断を行っている。

従って、被検体を透過して各検出器に入射するX線束の強度の相違から透過した断層部の状態が判定できるわけであるが、被検体の被ばくを軽減するためには、検出器が最低検知可能な範囲まで、X線束のX線強度角度分布をできるだけ低くすると共に、X線束強度の相違の幅をできるだけ狭くすることが好ましい。

【0005】

なお、断層データとは、被検体を透過して各検出器に入射するX線束の強度の相違から被検体の断層部の状態を電氣的なデータとして生成されたものである。

また、画像データとは、この断層データを画像として視覚的に表したデータである。

【0006】

そこで、CTには被検体に対する過剰な被ばく量を少しでも少なくするために次の手段が講じられている。すなわち、例えば、被検体が人間（以下、「被検者」という。）である場合に、照射位置の被検者は、その体軸線方向に見た場合、体幅方向においてその中央部の厚さが最も厚く、両端部の厚さが最も薄くなっている。したがって、被検者の身体に

おけるX線束照射時のX線の吸収は、身体中央部が最も大きく、両端部に寄るほど少なくなる。そこで、そのような被検者の厚さの影響による体幅方向位置でのX線束の吸収の相違を補正して前記検出器が最低検知可能な範囲（以下「適正範囲」という）に納めるため、X線管と被検者間にウェッジフィルタを設けることが従来から行われている。このウェッジフィルタはアルミ材などからなり、その透過面は体軸線方向に見たその縦断面が照射軸線と軸対象な凹レンズ状となる凹円筒状の曲面になっている。これにより、凹円筒状のウェッジフィルタの厚さの薄い中央部分を透過した比較的強いX線が身体中央部に到達し、凹円筒状のウェッジフィルタの両端側の厚さの厚い部分を透過した比較的弱いX線が身体の薄い両端部に到達するので、X線束の強度がウェッジフィルタを透過する間に厚さの相違により相殺されて身体の厚みの変化に対応させている。

なお、ウェッジフィルタはX線検出器及び検出器と一体に回転するので、実際には被験者の体の断面を真円として設計することが行われている。

【0007】

一方、被検者の体軸線方向へのX線束照射では、X線発生装置によってX線束を照射すると、熱電子ビーム束のビーム照射軸線とX線束の照射軸線とを含む軸平面上において、陽極から所定距離離れた照射軸線と直交する軸上でのX線強度角度分布がコーンアングル（略扇形状）になる、いわゆるヒール効果という現象が生じる。このヒール効果により、X線束のX線強度角度分布が体軸線方向に不均一な状態で被検者に照射される。すなわち、体軸線方向にわたる断層データを得る際は、被験者の身体の厚さを体軸線方向に均等と見なすので、その方向の照射量は均一でよく、従ってX線照射強度の強い部分が必要以上の照射量となってしまう、被検者の身体の一部に過剰な被ばくが生じることとなる。

【0008】

しかしながら、従来からこのヒール効果による過剰な被ばくは考慮されておらず、また、透過したX線束を検出器で検出して得られる断層データが一部不鮮明となっていたが、鮮明な断層データを得るために、得られた断層データ自体を補正することによりヒール効果の影響をキャンセルしていたにすぎなかった。一例としては、被検者が寝台にいない状態であらかじめセンサーなどでX線束の照射範囲の各部位の強度分布を測定しておき、X線画像を得るたびに事前に得ておいたデータを参照して、その強度分布のばらつきをキャンセルするようにコンピュータプログラムで補正のみすることが提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【特許文献1】特開2000-079114号公報（段落0008～0029、図2）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

前記のようなX線束照射の現状において、現在最新のCTの検出器は16列（ガントリーの中空部の軸線方向に配列）が主流であるが、コンピュータプログラムにおけるX線画像の補正の高精度化等により、さらに多列化されることも予想され、被検体の体軸線方向への照射幅が増加する傾向にある。これにより、X線断層撮像装置などのX線発生装置を用いてX線束の照射を受ける被検体（例えば、病院における患者）を、ヒール効果による必要以上の被ばくがますます大きくなることが心配される。X線束を多量に照射させると被検体に多大な負担がかかり、繰り返しX線束を照射されるような場合には、被検者に思わぬ障害（障害には、発ガンや炎症などいろいろな病気を含む。）を発症させてしまうという恐れがある。

【0010】

そこで、本発明は、前記の問題点を解決するためになされたものであり、ヒール効果によって不均一になるX線束のX線強度角度分布を均一にして、被検体への必要以上の被ばくを防ぐヒール効果補正フィルタ及びX線照射装置並びにX線CT装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前記課題を解決するため、本発明の請求項1に記載のヒール効果補正フィルタは、陰極から陽極に熱電子ビーム束を照射して陽極で発生するX線束を、被検体の体幅方向に凹円筒状の曲面となるウェッジフィルタを介して前記被検体に向け照射する際に、前記X線束が前記陽極から前記被検体の体幅方向に広がりつつヒール効果によるX線強度角度分布によって前記被検体の体幅方向と直交する体軸線方向に略扇形に広がって形成されるX線束照射領域で前記被検体の体軸線方向に不均一となる前記X線強度角度分布を均一となるように補正するヒール効果補正フィルタであって、前記X線束のX線強度角度分布において、厚さがX線束の強度が強い位置では厚く、X線束の強度が弱い位置では薄くなるように構成したことを特徴とする。

【0012】

このように、ヒール効果で略扇形状に照射されるX線束のX線強度角度分布、つまり、陰極から陽極に熱電子ビーム束を照射して陽極で発生するX線束を被検体に向け照射する際に、ヒール効果補正フィルタの厚さをX線の強度が強い位置では厚く、X線の強度が弱い位置では薄くなるように構成したので、ヒール効果補正フィルタを透過した後、X線束照射領域内で均一なX線強度角度分布で被検体に向けて放射されるように補正することができるようになっている。

【0013】

また、本発明の請求項2に記載のヒール効果補正フィルタは、請求項1記載のヒール効果補正フィルタであって、前記厚さは、前記X線束の照射軸線と前記熱電子ビーム束のビーム照射軸線とを含む平面において、X線束の照射軸線をY軸とし、X線束の照射方向にY軸に沿って距離FCD離れた位置でY軸と直交する軸をZ軸とし、 z' と y' が各々Z軸とY軸との交点を原点とする各軸方向の位置とし、FFDが前記陽極位置からY軸に沿った所定距離を示し、 θ が前記陽極位置からこのX線束の照射軸線に対して対称に広がって成すコーンアングルの範囲内の所定の角度であり、 $L_a(\theta)$ が前記角度 θ における y' の方向の長さを示す場合において、次の式1の計算式で求めても良い。

【数2】

$$\begin{pmatrix} y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L(\theta) \cos \theta \\ \frac{FFD}{FCD} (FCD \tan \theta - L(\theta) \sin \theta) \end{pmatrix} \quad (式1)$$

($\theta \leq |\text{コーンアングル}|$)

【0014】

このように、式1の計算式でヒール効果補正フィルタの厚さを求めることにより、ヒール効果を補正してX線束のX線強度角度分布を均一にすることができる。

【0015】

また、本発明の請求項3に記載のヒール効果補正フィルタは、請求項1記載のヒール効果補正フィルタであって、前記X線束の入射側透過面又は出射側透過面的一方が前記被検体の体軸線方向に延びる凸円筒状の曲面に形成され、他方が平面に形成しても良い。

【0016】

このように、ヒール効果補正フィルタのX線の入射側透過面又は出射側透過面的一方を曲面に、他方を平面に形成したことにより、ヒール効果補正フィルタの設計が容易となり、同時に加工コストも低く抑えることができる。

【0017】

また、本発明の請求項4に記載のヒール効果補正フィルタは、請求項1記載のヒール効果補正フィルタであって、前記X線束の入射側透過面又は出射側透過面的一方が体軸線方向に延びる凸円筒状の曲面に形成され、他方が体軸線方向と直交する体幅方向に延びる凹円筒状の曲面に形成しても良い。

【００１８】

これにより、ヒール効果補正フィルタとウェッジフィルタを兼ねた、一体構成のヒール効果補正フィルタに形成されているので、ヒール効果補正フィルタを備えるＸ線照射装置がコンパクトに設計できる。

【００１９】

また、本発明の請求項５に記載のＸ線照射装置は、陰極から陽極に熱電子ビーム束を照射し、陽極で発生するＸ線束を被検体に向け照射するＸ線照射装置において、前記Ｘ線束が前記陽極から前記被検体の体幅方向に広がりつつヒール効果によって前記被検体の体幅方向と直交する体軸線方向に略扇形に広がるＸ線束照射領域で前記被検体の体軸線方向に不均一となるＸ線束のＸ線強度角度分布を均一となるように補正する請求項１乃至請求項４のいずれか１項に記載のヒール効果補正フィルタを、陽極と被検体との間に所定の距離で設けたことを特徴とする。

【００２０】

このように、ヒール効果補正フィルタを陽極と被検体との間に所定の距離で設けたことによりＸ線束のＸ線強度角度分布が均一となるので、被検体に必要以上のＸ線束の照射を防ぐことができる。

【００２１】

また、本発明のＸ線ＣＴ装置は、請求項５に記載のＸ線照射装置を採用したことを特徴とする。

【００２２】

このように、本発明のＸ線ＣＴ装置が、ヒール効果補正フィルタを備えたＸ線照射装置を採用したことにより、Ｘ線束がヒール効果補正フィルタを透過した後に、軸平面及びその平行な平面上においてＸ線束のＸ線強度角度分布が均一となるので、被検体に必要以上のＸ線束の照射を防ぐことができるようになっている。

【発明の効果】

【００２３】

このようなヒール効果補正フィルタによれば、ヒール効果によって不均一になるＸ線束のＸ線強度角度分布を均一にすることができる。

また、このようなＸ線照射装置によれば、ヒール効果によって不均一になるＸ線束のＸ線強度角度分布を均一にすることができるため、被検体に与える必要以上の被ばく量をより少なくすることができる。

また、このようなＸ線ＣＴ装置によれば、ヒール効果によって不均一になるＸ線束のＸ線強度角度分布を均一にすることができるため、被検体に与える必要以上の被ばく量をより少なくすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２４】

次に、本発明を実施するための最良の形態について、適宜図面を参照しながら詳細に説明する。

なお、各実施形態において、被検体を病院における患者（以下、「被検者」という。）として説明する。

また、本発明のヒール効果補正フィルタ及びＸ線照射装置をＸ線ＣＴ装置で用いた場合について説明する。

また、Ｘ線束の照射方向は、被検者Ｈの互いに直交する体幅方向と体軸線方向とに直交する方向とする。

【００２５】

（第一の実施形態）

図１は、本発明の第一の実施形態に係るＸ線照射装置の一例を模式的に示す平面図である。図２は、照射されるＸ線束のＸ線束照射領域の一例を示す模式図である。図３（ａ）はヒール効果補正フィルタの一例を示す斜視図であり、図３（ｂ）はウェッジフィルタの一例を示す斜視図である。図４（ａ）はヒール効果補正フィルタを用いない場合を示す模

式図であり、図 4 (b) はヒール効果補正フィルタを用いない場合の X 線の強度分布図であり、図 4 (c) はヒール効果補正フィルタを用いた場合を示す模式図であり、図 4 (d) はヒール効果補正フィルタを用いた場合の X 線の X 線強度角度分布を示すグラフである。図 5 は、計算式で用いられる記号の位置関係を示す模式図である。図 6 (a) は、X 線の強度の最大値と最小値を示す模式図であり、図 6 (b) は、X 線の強度が最小値で均一になっている状態を示す模式図である。図 7 は、ヒール効果補正フィルタの厚さを示すグラフである。

【0026】

本発明の第一の実施形態に係る X 線 CT 装置 1 は、X 線照射装置 10 と検知手段 20 と寝台 B と図示しないガントリーとから構成されており、寝台 B に横たわる被検者 H に向けて X 線照射装置 10 が被検体の体軸線周りを回転しながら X 線束を照射し、一方寝台 B もそれに伴い進退し、その間、検知手段 20 が被検者を透過する X 線束を検知して断層データを生成し、図示しないコンピュータによりその断層データを画像処理して画像データに変換するものであって、被検者 H の体軸線方向の所定長さにわたる画像データをモニターに映したり、フィルムに焼き付けるなどをして、被検者 H の診断が行われる。

【0027】

ここで、ガントリーは円筒形状に形成されており、その円筒周面内部に X 線照射装置 10 と、中空部を挟んだ対向位置に検知手段 20 を構成する多数の検出器が陽極を中心とする円弧上に配設されている。また、このガントリーの中空部に進退可能に挿入される寝台 B が配置されている。

なお、例えば、被検者 H の体軸線方向は、この寝台 B の進退方向と並行であり、被検者 H の体幅方向は、寝台 B の幅方向と並行である。

【0028】

検知手段 20 は、従来から用いられているものを適用することができ、前記したように、X 線照射装置 10 と検知手段 20 との間に配置される寝台 B に横たわる被検者 H を透過する X 線束 X R を検知する役割を果たし、また、被検者 H を透過した X 線束 X R を検知した後に、その検知した X 線束 X R から断層データを生成する役割も果たす。

この検知手段 20 は、体幅方向において、陽極 11 a からの距離が一定の所定間隔 R となるように、陽極 11 a を原点とする半径 R の円弧状に配置されている。

【0029】

X 線照射装置 10 は、図示しないガントリー内に設けられる装置であって、図 1 に示すように、陽極（以下、「X 線源」という。）11 a から照射される X 線束 X R が被検者 H を透過して寝台 B 側の検知手段 20 の表面で X 線強度角度分布が均一となるように X 線束 X R を照射する装置であって、陰極 11 b と X 線源 11 a と、コリメータ 12 と、凹状の曲面 13 a を有するウェッジフィルタ 13 と、凸状の曲面 14 a を有するヒール効果補正フィルタ 14 と、から構成されている。

この X 線照射装置 10 による X 線束 X R の被検者 H の体軸線方向の X 線強度角度分布は、後述するヒール効果補正フィルタ 14 を X 線束 X R が透過することによって、均一となる。

【0030】

まず、X 線束 X R の照射の構造を説明する。

陰極 11 b から電界で加速した熱電子ビーム束が回転する円盤状（図示せず）の陽極（X 線源）11 a に衝突し、その衝撃で X 線束 X R が発生して、熱電子ビームと所定の角度 α （図示せず）をなす一定方向に照射される。なお、一般的に、その陰極 11 b と X 線源 11 a は、絶縁油と共に照射方向の安定のために図示しない X 線管容器内に一体に封入されている。陰極 11 b には加熱して熱電子を放出させる図示しない線状のフィラメントが設けられており、一方、図示しないが、X 線源 11 a は前記の回転陽極型では全体がタングステンで構成されており、X 線束を一定方向に放射するために、ターゲットと呼ばれる熱電子の衝突する面体が傾斜している。熱電子がその傾斜したターゲット面に衝突した衝撃によりターゲットから X 線束が一定方向に照射されるが、軸平面上においての X 線強度

角度分布は略扇状に分布する。これが、前記したヒール効果と呼ばれている現象である。

【0031】

ここで、X線束は、図2に示すように、X線源11aから被検者Hの体幅方向に広がりつつヒール効果によって被検者Hの体幅方向と直交する体軸線方向に略扇形に広がってX線束照射領域Vを形成する。

このX線束照射領域Vは、体幅方向がX線源11aを中心とする円弧状に形成された検知手段20まで到達する。

このとき、例えば、X線束XRの照射軸線Sと体幅方向に直交するA1-A2ラインに沿って、X線束XRのX線強度角度分布が均一となる。

また、検知手段20上のA3-A4及びA5-A6ラインに沿っても、X線束XRのX線強度角度分布が均一となる。

このように、体幅方向が円弧状となる検知手段20の体軸線方向の各面上においてもX線束XRのX線強度角度分布が均一となる。

【0032】

次に、各構成要素の位置関係について説明する。

図1に示すように、X線束XRの照射軸線Sは陰極11bのビーム照射軸線と一定の角度をなし、寝台Bに横たわった被検者Hを透過する向きに設定されている。

そして、このX線束XRの照射軸線Sを跨ぐようにX線源11aから所定距離FFDで間隔を開けてヒール効果補正フィルタ14が配置されている。また、X線源11aとヒール効果補正フィルタ14との間にコリメータ12が配置され、X線源11aとコリメータ12との間にウェッジフィルタ13が配置されている。以下、各構成要素の詳細について説明する。

【0033】

X線源11aは、被検者Hに向かってX線束XRを照射する。このとき、X線束XRは、被検者Hに近づくとつれて照射範囲が照射軸線Sに対して、X線源11aを原点にして角度 θ で広がるように照射される。

【0034】

コリメータ12は、板状の部材であって、その表面の中央部に開口部12aが形成されている。このコリメータ12はX線源11aと被検者Hとの間に配置され、開口部12aを通過したX線束XRのみが被検者Hに照射されることとなる。

【0035】

ヒール効果補正フィルタ14は、アルミニウムで形成されており、図1及び図3(a)に示すように、X線束XRの入射側透過面が軸平面と直交方向に延びる凸円筒状の曲面(かまぼこ状)14aに、被検者H側、つまり、曲面14aの反対側の出射側透過面が平面14bに形成されており、X線源11aから照射されるX線束XRのX線強度角度分布をヒール効果補正フィルタ14を透過した後は体軸線方向に均一となるように補正する役割を果たす。

【0036】

このヒール効果補正フィルタ14の曲面14aは、体軸線方向における平面14bに対して厚さが変化するように形成されている。これにより、X線束XRがヒール効果補正フィルタ14を透過すると、X線束照射領域Vの体軸線方向のX線束XRのX線強度角度分布が連続して均一となり、被検体は体軸線方向にその厚みを均等と見なすので、被検体を透過した後も体軸線方向に均一となるといえる。また、ヒール効果補正フィルタ14は、コリメータ12と被検者Hとの間でコリメータ12に近接する位置であって、ヒール効果補正フィルタ14の曲面14aの頂点部14cがX線源11aから所定距離FFD離れた位置となるように配置される。このようにヒール効果補正フィルタ14を配置すると、X線源11aから所定距離FCD離れた位置が前記検知手段20の位置となり、この検知手段20に沿ってX線束XRのX線強度角度分布が均一となる。なお、所定距離FCDは所定距離FFDよりも大きい値である。

【0037】

ヒール効果補正フィルタ14の厚さは、例えば、図7に示すように、被検者Hの体軸線方向において、ヒール効果補正フィルタ14の一方の端部から次第に厚みが増し、X線束XRの照射軸線Sから離れた位置で最大厚さとなって頂点部14cを形成し、他方の端部に近づくにつれて厚みが減るようになっている。

ヒール効果補正フィルタ14の厚さをこのようにしたのは、ヒール効果によってX線束XRのX線強度角度分布が略扇形に広がるため、被検者Hの体軸線方向と平行であってX線束XRの照射軸線Sと直交する体軸線方向の所定の垂直線（例えば、図6（a）に示すX線強度 I_{min} ）でこのX線強度角度分布を跨ぐと、垂直線とX線強度角度分布とが交わる位置のX線束XRの強度を基準にした場合、X線束XRの強度が照射軸線Sから離れた位置が最も強く、その位置から垂直線とX線強度角度分布とが交わる位置に近づくにつれてしだいにX線束XRの強度が小さくなるので、これに対応させるために、厚さをX線の強度が強い位置では厚く、X線の強度が弱い位置では薄くなるようにしている。

【0038】

つまり、図4（a）に示すように、コリメータ12の開口部12aを通過した範囲でヒール効果補正フィルタ14を用いない場合のX線束XRの強度が、図4（b）に示すように、照射軸線Sから離れた位置で最大となり、そこから次第に小さくなっているため、このX線強度角度分布の不均一を均一にするために前述のごとく曲面14aを形成したものである。

したがって、図4（c）に示すように、このヒール効果補正フィルタ14を用いた場合は、図4（d）に示すように、ヒール効果補正フィルタ14に入射するX線束XRの強度が最も大きくなる位置ではヒール効果補正フィルタ14の厚さが最も厚く形成され、X線束XRの強度がしだいに弱くなる位置に対応してヒール効果補正フィルタ14の厚さが薄くなるように形成されるので、X線源11aから所定距離FCDにおいて、被検者Hの体軸線方向に沿ってX線束XRのX線強度角度分布が均一になる。

【0039】

なお、このヒール効果補正フィルタ14の厚さは、次の式1から求めることもできる。

【数3】

$$\begin{pmatrix} y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L(\theta) \cos \theta \\ \frac{FFD}{FCD}(FCD \tan \theta - L(\theta) \sin \theta) \end{pmatrix} \quad (式1)$$

$(\theta \leq |\text{コーンアングル}|)$

すなわち、X線束XRの照射軸線Sと熱電子ビーム束のビーム照射軸線とを含む平面において、図5に示すように、X線束XRの照射軸線SをY軸とし、Y軸上の焦点（X線源11a）から距離FCD離れた位置を座標軸（Y-Z）の原点とする。そして、この原点を通りつつY軸と直交しかつ被検者Hの体軸線方向と平行となる向きをZ軸とする。この距離FCDは、X線源11aからアイソセンタ、つまり、寝台B側の検知手段20までの距離となっている。

また、X線束XRの照射軸線Sに対するX線束XRの広がり角度 θ におけるヒール効果補正フィルタ14の透過前のX線束XRの強度を $I_0(\theta)$ 、ヒール効果補正フィルタ14の透過後のX線束XRの強度を $I(\theta)$ とする。角度 θ におけるヒール効果補正フィルタ14のみかけ厚さを $L(\theta)$ とする。この θ は、前記X線源11a位置からこのX線束の照射軸線に対して対称に広がって成す±コーンアングルの範囲内の所定の角度である。式中の z と y が各々Z軸とY軸との交点を原点とする各軸方向の位置とし、FFDが前記X線源11a位置からY軸に沿った所定距離を示す。

このとき、角度 θ でヒール効果補正フィルタ14をX線束XRが透過する場合、みかけ厚さを $L(\theta)$ は、斜距離として表されるので、これをY軸の方向の長さ（厚さ） $L_a(\theta)$ で示す。

【0040】

そして、図6（a）に示すように、X線強度角度分布を補正する範囲において、後述するフィッティング関数をあてはめる。このとき、X線強度の最大値を I_{max} 、最小値を I_{min} 、そして角度 θ におけるX線強度を $I(\theta)$ とする。また、減弱係数を μ とする。また、図6（b）に示すように、この $I(\theta)$ を I_{min} にするために以下に示す式2を用いて必要なみかけ厚さ $L(\theta)$ を求める。

（数4）

$$I(\theta) = I_0(\theta) \exp(-\mu x) \quad (式2)$$

ここで、 x はみかけ厚さである。

このとき、 x に $L(\theta)$ 、 $I_0(\theta)$ に I_{min} を代入して $L(\theta)$ を求めると、以下に示す式3のように表される。

（数5）

$$L(\theta) = 1/\mu \times \ln(I(\theta)/I_{min}) \quad (式3)$$

これを実際の厚さ $L_a(\theta)$ を求めるために、以下の式4に示すように y 、 z 成分に分解する。

【数6】

$$\begin{pmatrix} y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L(\theta) \cos \theta \\ FCD \tan \theta - L(\theta) \sin \theta \end{pmatrix} \quad (式4)$$

ヒール効果補正フィルタ14を設置する位置を、焦点の位置から距離 FFD 離れた位置とすると、式4は、下記に示す式1のように表せる。

ここで、 y' と z' は、体軸線方向の位置に対する厚さと、体軸線方向の位置と、を示す。

【数7】

$$\begin{pmatrix} y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L(\theta) \cos \theta \\ \frac{FFD}{FCD} (FCD \tan \theta - L(\theta) \sin \theta) \end{pmatrix} \quad (式1)$$

$(\theta \leq |\text{コーンアングル}|)$

この式から三角関数を消去すると、以下に示す式5のように表すことができる。

【数8】

$$z' = \frac{FFD}{FCD} \left(\frac{FCD}{y'} - 1 \right) \sqrt{L(\theta)^2 - y'^2} \quad (式5)$$

この式5を y' について解くとヒール効果補正フィルタ14の厚さ $L_a(\theta)$ を求めることができる。

この式1を用いて形成したヒール効果補正フィルタ14は、その曲面14aが向く向きを、被検者H側やX線源11a側に変えて用いることもできる。

【0041】

ウェッジフィルタ13は、図3（b）に示すように、被検者H側の透過面が体軸線方向に延びる凹円筒状をなし、X線源11a側の透過面が平面13bをなす形状に形成されており、被検者Hの胴回りのX線束XRの強度を補正する役割を果たし、X線源11aとコリメータ12との間であってコリメータ12に近接する位置に配置される。

なお、ウェッジフィルタ13の配置位置は、コリメータ12と被検者Hとの間や、コリメータ12とヒール効果補正フィルタ14との間であってもよい。

【0042】

（使い方）

次に、本発明のX線CT装置1の使用方法について図1を参照して説明する。

まず、被検者HをX線照射装置10のX線源11a下方の水平な寝台Bに横たわらせる。この状態でX線源11aからX線束XRを照射すると、X線束XRはウェッジフィルタ13を透過して体幅方向のX線強度角度分布が均一となるように補正されコリメータ12に到達する。コリメータ12の開口部12aにより照射範囲を制限されたX線束XRは、さらにヒール効果補正フィルタ14を透過しつつ体軸線方向のX線強度角度分布を均一に補正されて被検者Hに到達する。被検者Hを透過したX線束XRは、さらに体軸線方向のX線強度角度分布が均一なまま多数の検知手段20に到達することになる。

【0043】

このように、ヒール効果補正フィルタ14を構成したので、X線束XRのヒール効果によるX線強度角度分布をヒール効果補正フィルタ14を透過した後に体軸線方向に均一にすることができる。

また、このようにX線照射装置10を構成したので、被検者Hに必要以上に被ばくさせるのを防ぐことができる。

さらに、このように、X線CT装置1を構成したので、X線源11aから所定距離FCDでX線束XRのX線強度角度分布を均一にすることができ、被検者Hに必要以上に被ばくさせるのを防ぐことができる。

【0044】

（第二の実施形態）

本発明の第二の実施形態に係るX線CT装置は、X線照射装置10aが、図8（a）に示すように、X線束XRの入射側透過面となるヒール効果補正フィルタ14の平面14bがX線源11a側に形成され、X線束XRの出射側透過面となる曲面14aが被検者H側に形成されている点で第一の実施形態と異なる。

このヒール効果補正フィルタ14の平面14bがコリメータ12と被検者Hとの間でコリメータ12に近接しつつX線源11aから所定距離FFD離れた位置に配置されると、X線源11aから所定距離FCD離れた位置で、X線束照射領域の連続する体軸線方向に沿ってX線束XRのX線強度角度分布が均一となる。

このように、ヒール効果補正フィルタ14を配置しても第一の実施形態と同様に、図8（b）に示すように、X線源11aからの所定距離FCD（検知手段20）でX線束XRのX線強度角度分布を均一にすることができ、被検者Hに必要以上に被ばくさせるのを防ぐことができる。

【0045】

（第三の実施形態）

本発明の第三の実施形態に係るX線CT装置は、X線照射装置10bが、図8（c）に示すように、X線束XRの入射側透過面となるヒール効果補正フィルタ14の平面14bがX線源11a側に形成され、X線束XRの出射側透過面となる曲面14aが被検者H側に形成され、ヒール効果補正フィルタ14がX線源11a側に位置するウェッジフィルタ13と、コリメータ12との間に配置されている点で第一の実施形態と異なる。

このように、ヒール効果補正フィルタ14を配置しても第一の実施形態と同様に、図8（d）に示すように、X線源11aからの所定距離FCD（検知手段20）でX線束XRのX線強度角度分布を均一にすることができ、被検者Hに必要以上に被ばくさせるのを防ぐことができる。

【0046】

（第四の実施形態）

本発明の第四の実施形態に係るX線CT装置は、X線照射装置10cが、図8（e）に示すように、X線束XRの入射側透過面となるヒール効果補正フィルタ14の曲面14aがX線源11a側に形成され、X線束XRの出射側透過面となる平面14bが被検者H側に形成され、ヒール効果補正フィルタ14がX線源11a側に位置するウェッジフィルタ13と、X線源11aとの間に配置されている点で第一の実施形態と異なる。

このように、ヒール効果補正フィルタ14を配置しても第一の実施形態と同様に、図8(f)に示すように、X線源11aからの所定距離FCD(検知手段20)でX線束XRのX線強度角度分布を均一にすることができ、被検者Hに必要以上に被ばくさせるのを防ぐことができる。

【0047】

(第五の実施形態)

本発明の第五の実施形態に係るX線CT装置は、X線照射装置が、図9に示すヒール効果補正フィルタ15を、被検者Hの体軸線方向に凸円筒状の曲面15aと、曲面15aの反対側に体幅方向に凹円筒状の曲面15bとに形成している点で第一の実施形態と異なる。

また、このヒール効果補正フィルタ15は、被検者Hの体軸線方向に凸円筒状の曲面15aと、曲面15aの反対側に体幅方向に凹円筒状の曲面15bとが形成されている。また、凸円筒状の曲面15aには、X線束XRの照射軸線Sから離れた位置に頂点部15cが形成されている。

つまり、このヒール効果補正フィルタ15は、第一の実施形態で用いたヒール効果補正フィルタ14の平面14bに、第一の実施形態で用いたウェッジフィルタ13の平面13bを当接させた形状となっている。好ましくは、第一の実施形態で用いたヒール効果補正フィルタ14とウェッジフィルタ13とを一体で形成する。

このヒール効果補正フィルタ15にX線束XRを透過させると、X線源11aから所定距離FCD(検知手段20)で、X線束XRの照射軸線Sに対して垂直となる被検者Hの体軸線方向に沿ってX線束XRのX線強度角度分布を均一にすることができ、また、被検者Hの体幅方向に被検者Hの厚さの変化に応じてX線束XRの強度の補正をすることができるので、被検者Hに必要以上に被ばくさせるのを防ぎつつ、鮮明な断層データを得ることができる。

【0048】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は前記実施形態には限定されない。例えば、X線束の照射方向は、垂直方向や、水平方向、斜め方向等としても良い。

また、被検体は人体に限るものではなく、動物あるいは植物全般、建物や機械などの構造物であってもよい。

また、各実施形態において、ウェッジフィルタ13を用いてX線束XRを照射しているが、このウェッジフィルタ13を除いてX線束XRを照射しても良い。

また、本発明のX線照射装置はCTでの使用に限定されるものでなく、診療用X線装置、デジタルラジオグラフィ(DR)、あるいはその他の一般的なX線束を照射する装置においても使用できるものである。

また、角度 θ は、コリメータ12の開口部12aの開口幅がX線束XRの照射軸線Sに対して均等にならない状態で配置されても、適宜用いることができる。

【実施例】

【0049】

ここで、式1の計算式から、第一の実施形態で用いたヒール効果補正フィルタ14の厚さを求める。

ここで、X線CT装置には256列CT、120kV、頭部用ウェッジを用い、X線強度角度分布がわかるように138mmビーム幅で照射した。

そして、二次式となっているフィッティング関数である以下の式6を用いてフィッティングした。

【数 9】

$$I(\theta) = -10.8 \tan^2 \theta + 0.9 \tan \theta + 0.97$$

($-6.560 \leq \theta \leq 5.426$ 、 θ :degree)

$$I(\theta) = 2124 \tan^2 \theta + 3990 \tan \theta + 17.56$$

($5.426 \leq \theta \leq 5.899$ 、 θ :degree)

(式6)

ここで、X線強度の I_{max} を 100%、 I_{min} を 74% とした。

この条件において、ヒール効果補正フィルタ 14 を用いることで、全体の X 線強度が 74% になるように計算した。

このとき、ヒール効果補正フィルタ 14 の厚さと X 線透過率の関係は、図 10 のような測定結果となり、以下の式 7 で表される。

(数 10)

$$I = E X P(-0.13x) \quad (\text{式 7})$$

I : 透過後 X 線強度、 x : ヒール効果補正フィルタ 14 の厚さ

この式 7 を用いて X 線強度を I_{min} にするための必要なみかけ厚さ $L(\theta)$ を計算する。

(数 11)

$$L(\theta) = 7.67 \ln(I(\theta) / 74) \quad (\text{式 8})$$

式 1 からコーンアングルを考慮し、実際に求めるヒール効果補正フィルタ 14 の厚さ $L_a(\theta)$ を求める。このとき、 $FCD = 600 \text{ mm}$ 、 $FFD = 40 \text{ mm}$ 、とした。

これにより求められたヒール効果補正フィルタ 14 の厚さ $L_a(\theta)$ は、図 7 に示すように表される。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図 1】 本発明の第一の実施形態に係る X 線照射装置の一例を模式的に示す平面図である。

【図 2】 照射される X 線束の X 線束照射領域の一例を示す模式図である。

【図 3】 (a) はヒール効果補正フィルタの一例を示す斜視図であり、(b) はウェッジフィルタの一例を示す斜視図である。

【図 4】 (a) はヒール効果補正フィルタを用いない場合を示す模式図であり、(b) はヒール効果補正フィルタを用いない場合の X 線の強度分布図であり、(c) はヒール効果補正フィルタを用いた場合を示す模式図であり、(d) はヒール効果補正フィルタを用いた場合の X 線の X 線強度角度分布を示すグラフである。

【図 5】 計算式で用いられる記号の位置関係を示す模式図である。

【図 6】 (a) は、X 線の強度の最大値と最小値を示す模式図であり、(b) は、X 線の強度が最小値で均一になっている状態を示す模式図である。

【図 7】 ヒール効果補正フィルタの厚さを示すグラフである。

【図 8】 (a) は本発明の第二の実施形態に係る X 線照射装置の一例を示す模式図であり、(b) は第二の実施形態における X 線の X 線強度角度分布を示すグラフであり、(c) は本発明の第三の実施形態に係る X 線照射装置の一例を示す模式図であり、(d) は第三の実施形態における X 線の X 線強度角度分布を示すグラフであり、(e) は本発明の第四の実施形態に係る X 線照射装置の一例を示す模式図であり、(f) は第四の実施形態における X 線の X 線強度角度分布を示すグラフである。

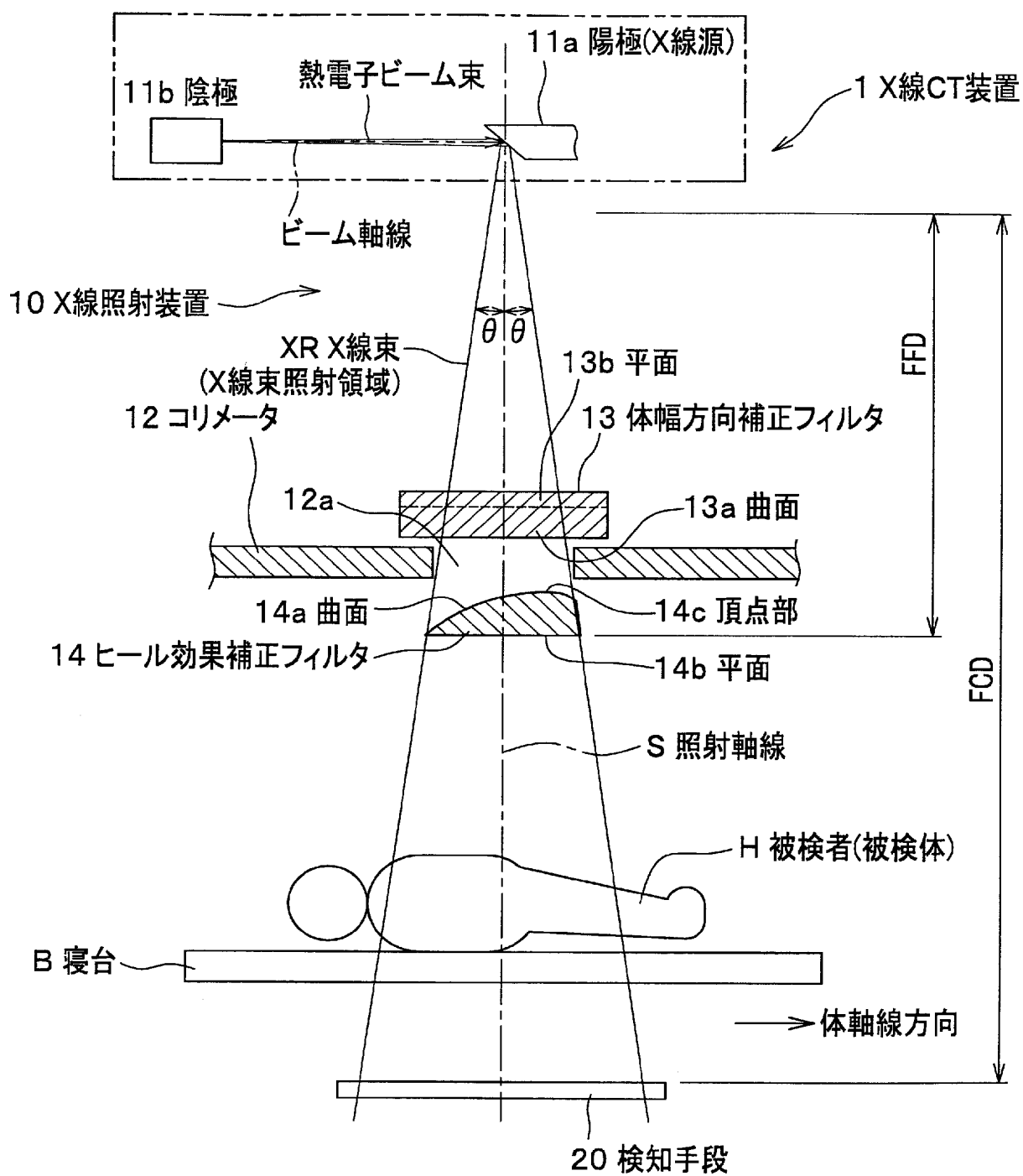
【図 9】 本発明の第五の実施形態に係る X 線照射装置に用いられるヒール効果補正フィルタの一例を示す斜視図である。

【図 10】 X 線強度と厚さとの関係を示すグラフである。

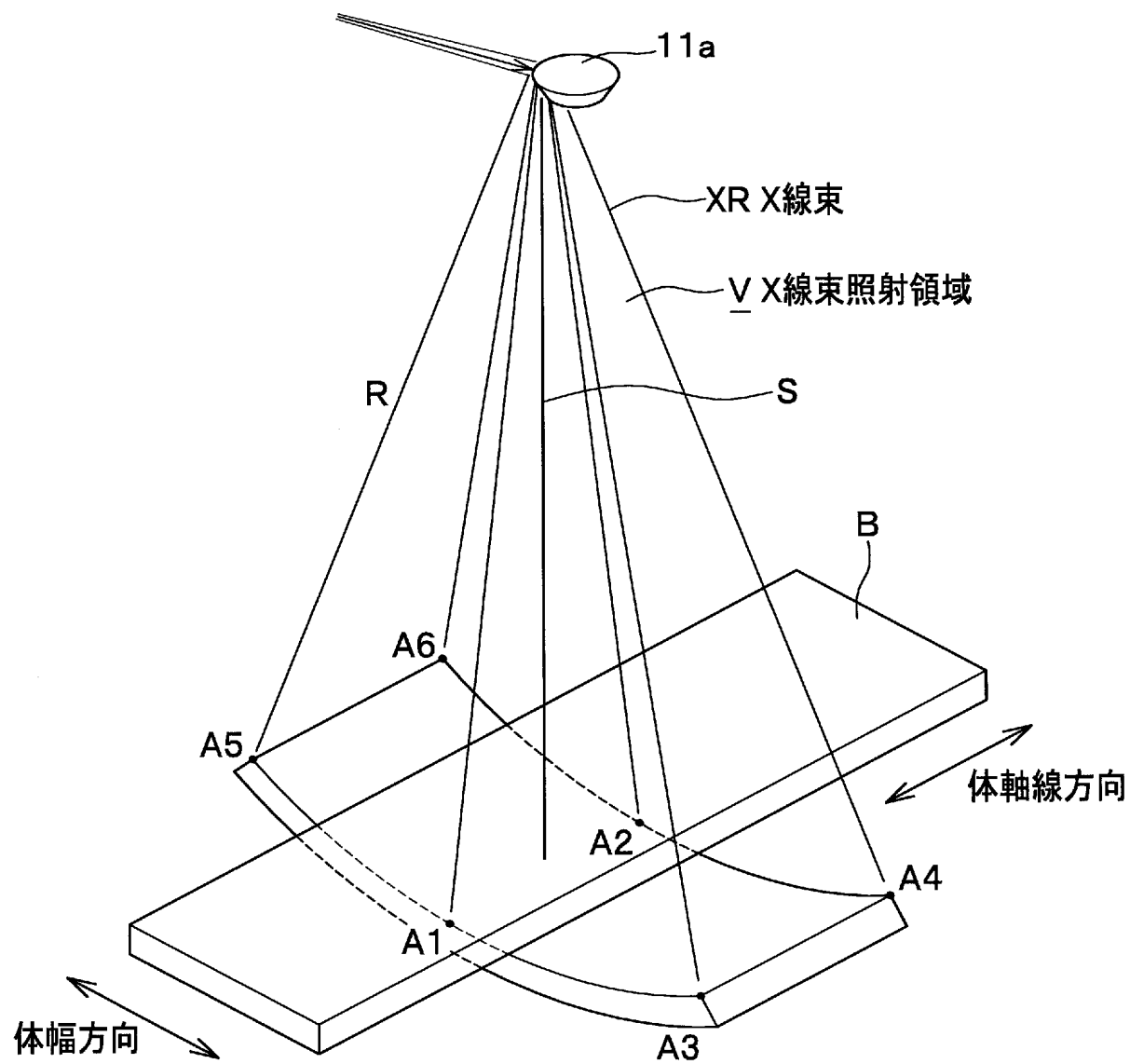
【符号の説明】

【0051】

1	X線C T装置
1 0	X線照射装置
1 1 a	陽極（X線源）
1 1 b	陰極
1 3	ウェッジフィルタ
1 3 a	凹円筒状の曲面
1 4 a , 1 5 a	凸円筒状の曲面
1 3 b , 1 4 b	平面
1 4 , 1 5	ヒール効果補正フィルタ
1 4 c , 1 5 c	頂点部
1 5 b	凹円筒状の曲面
2 0	検知手段
X R	X線
S	照射軸線
H	被検者（被検体）
B	寝台



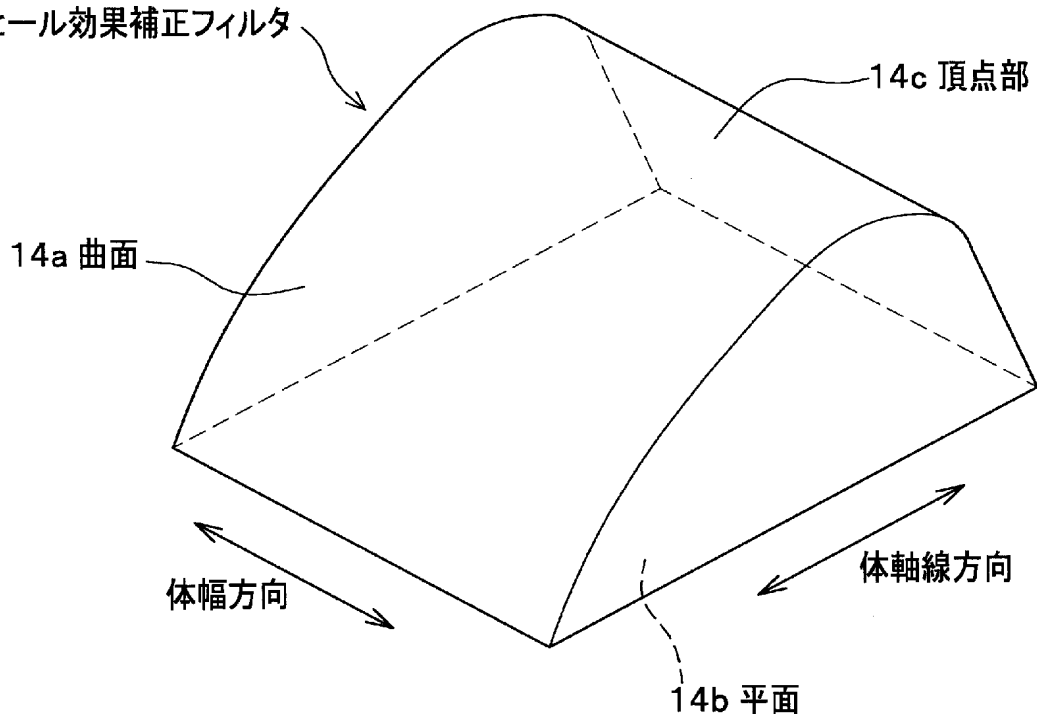
【図 2】



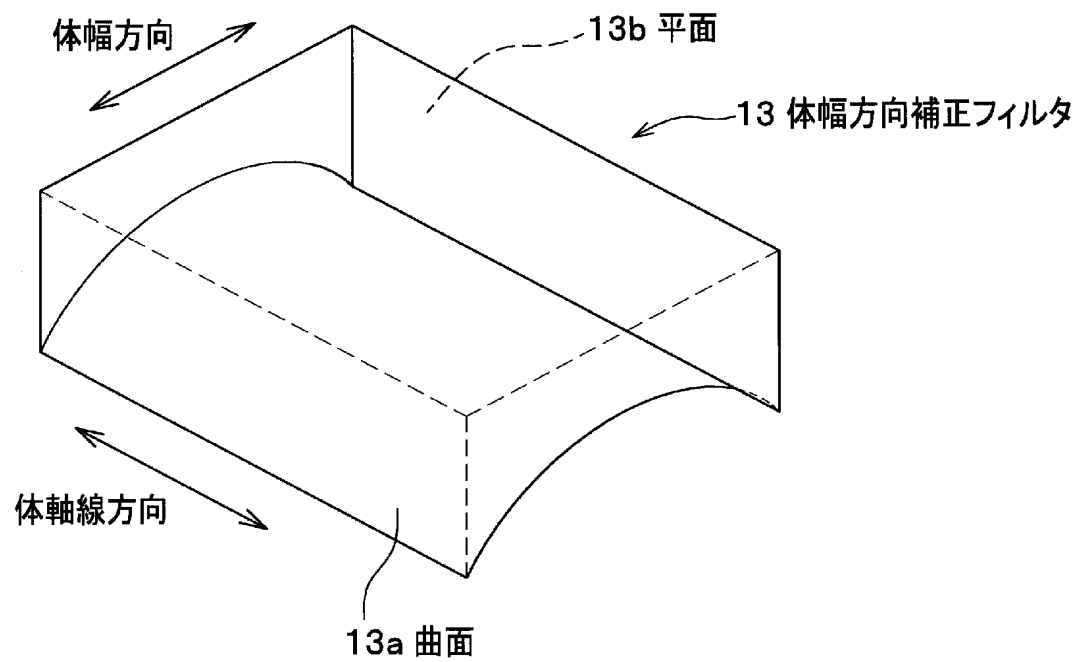
【図 3】

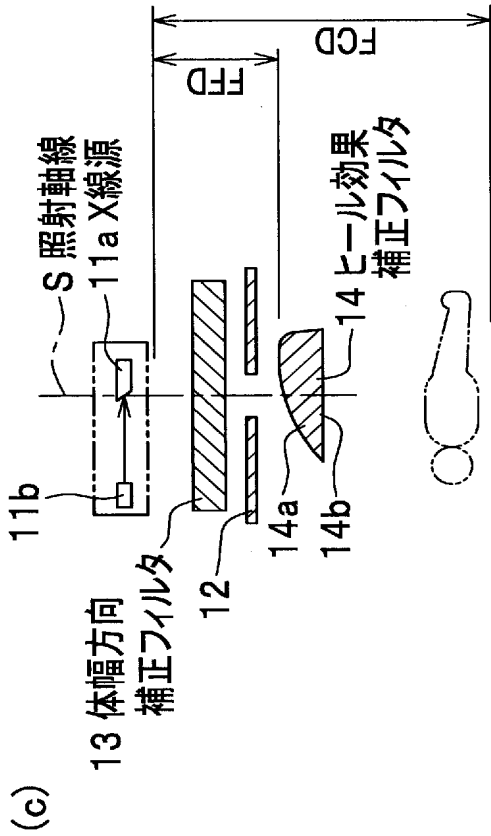
(a)

14 ヒール効果補正フィルタ

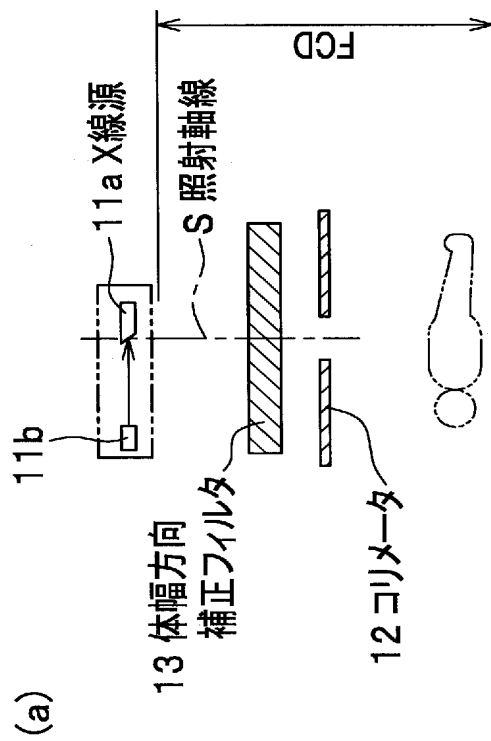
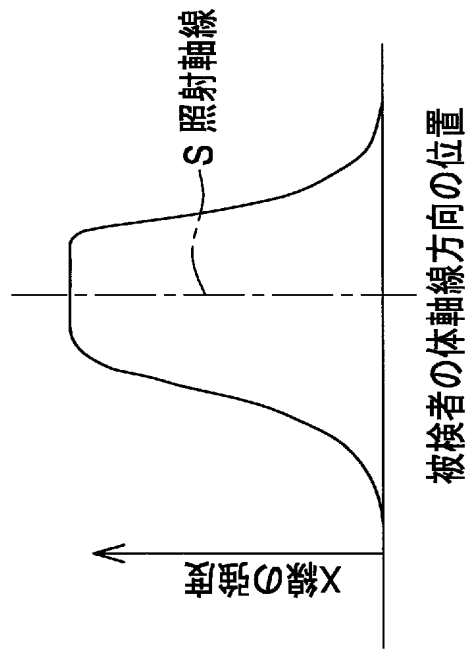


(b)

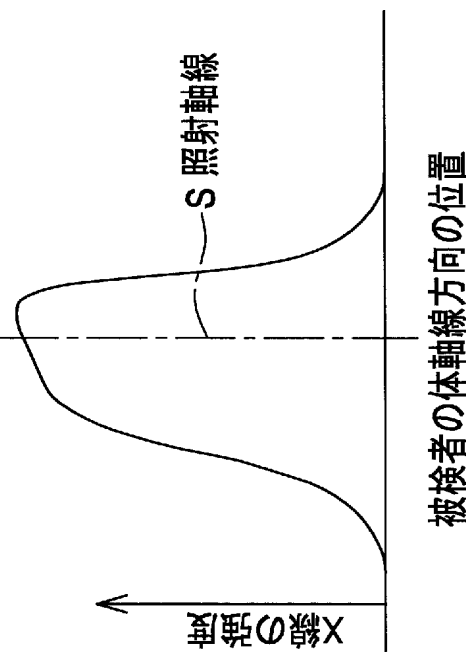


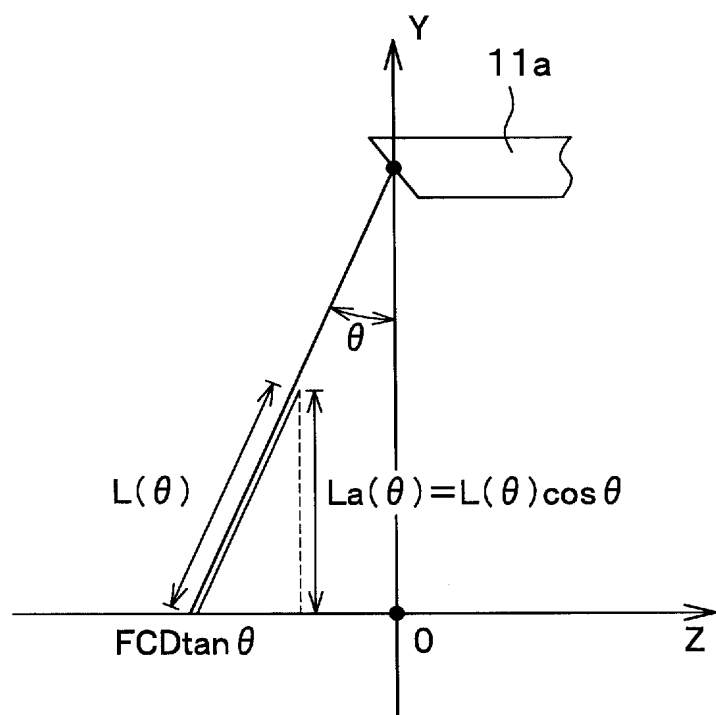


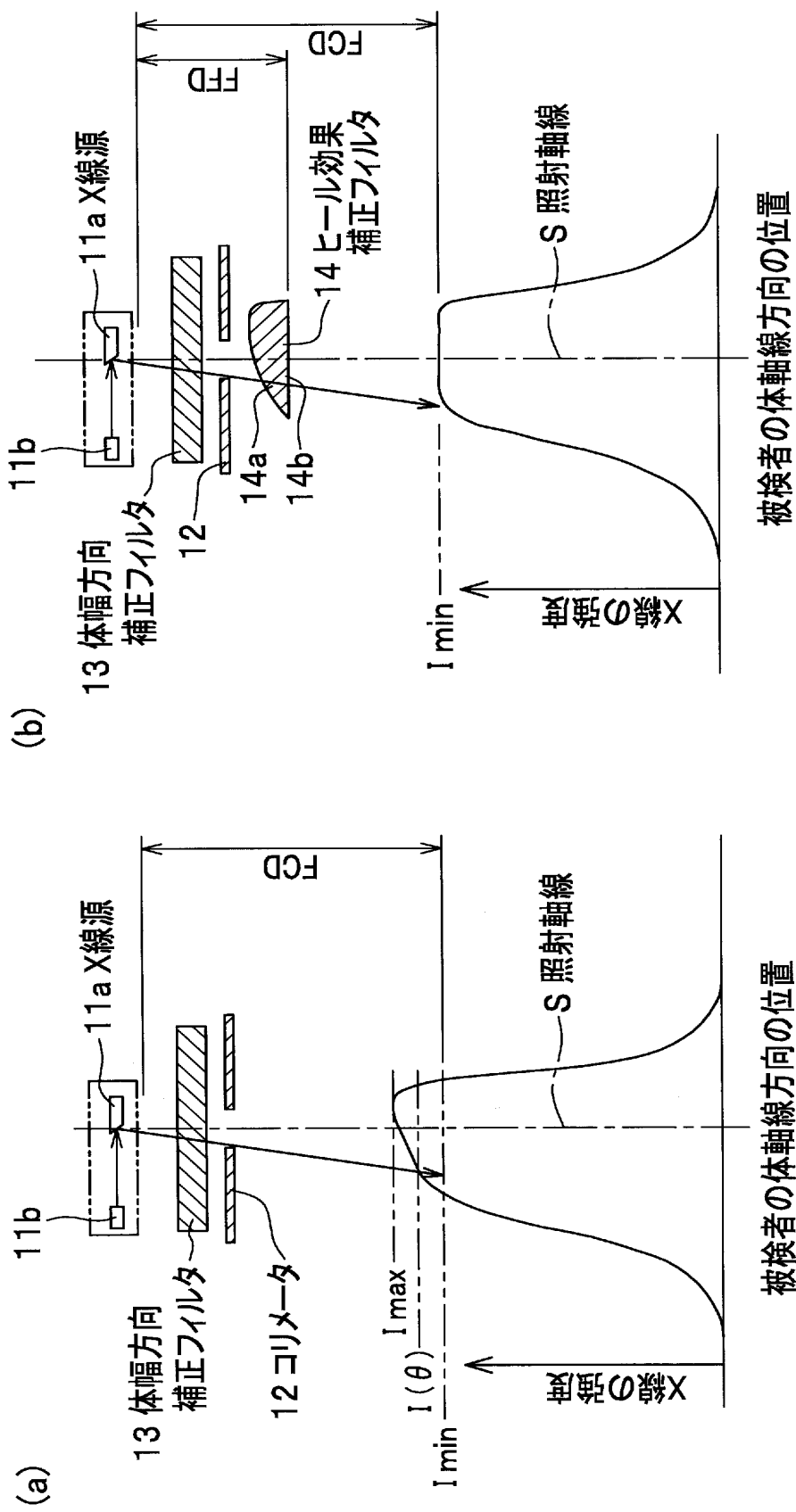
(d) 所定距離FCDでの照射強度分布

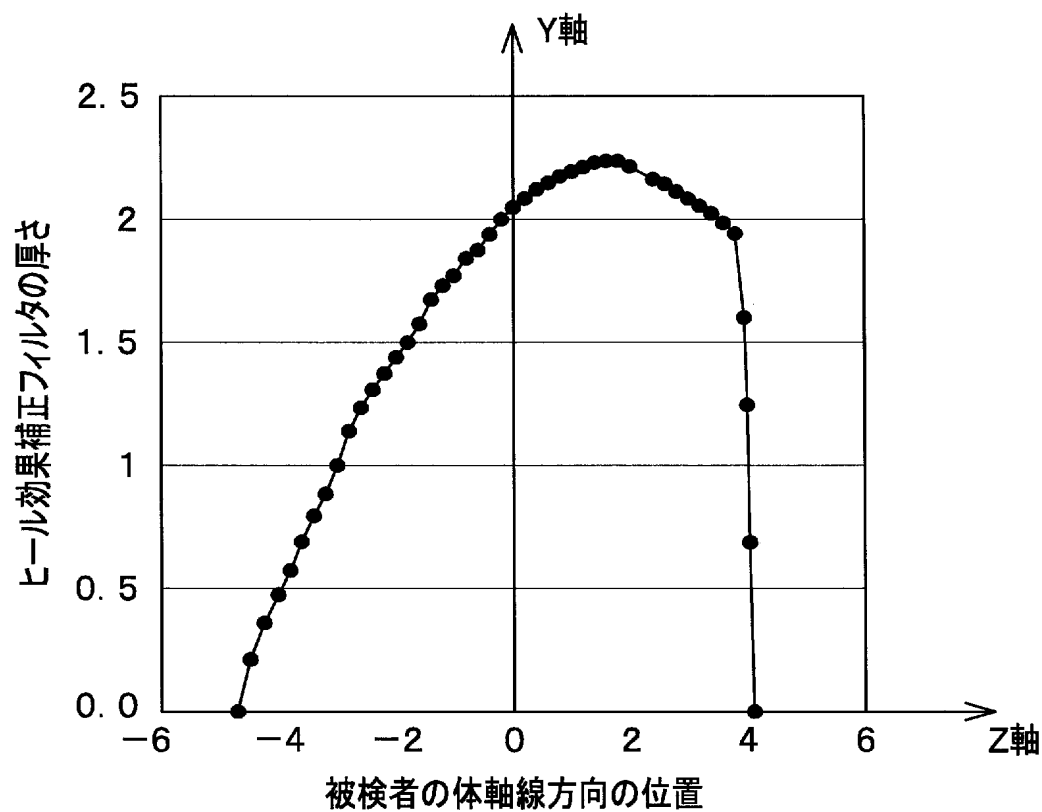


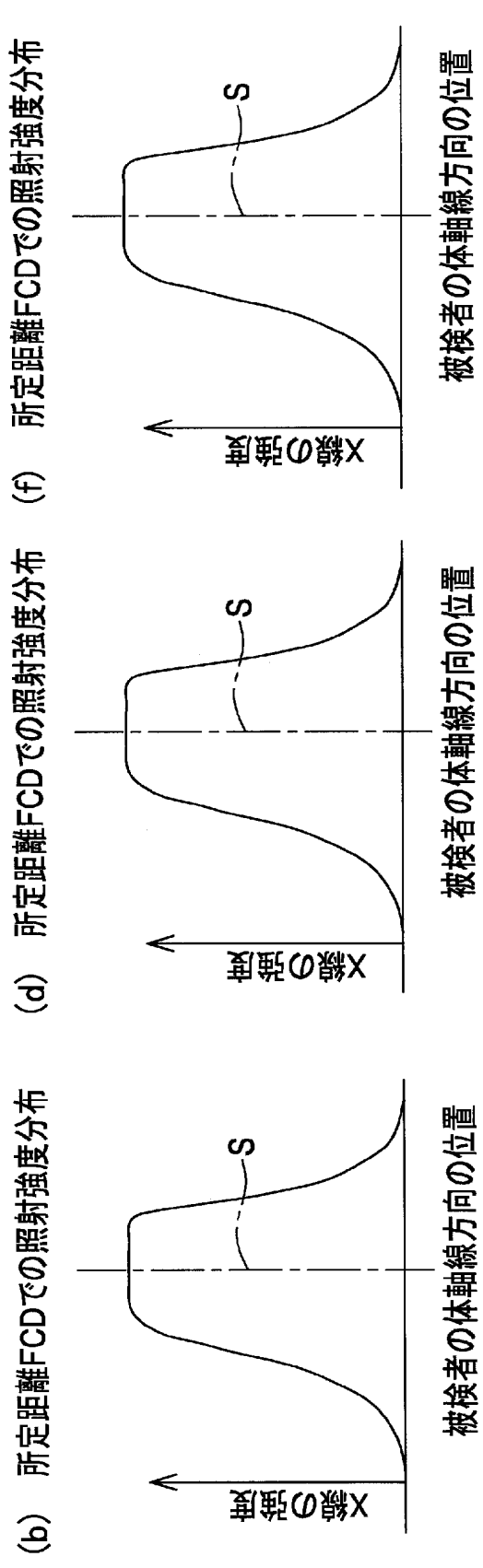
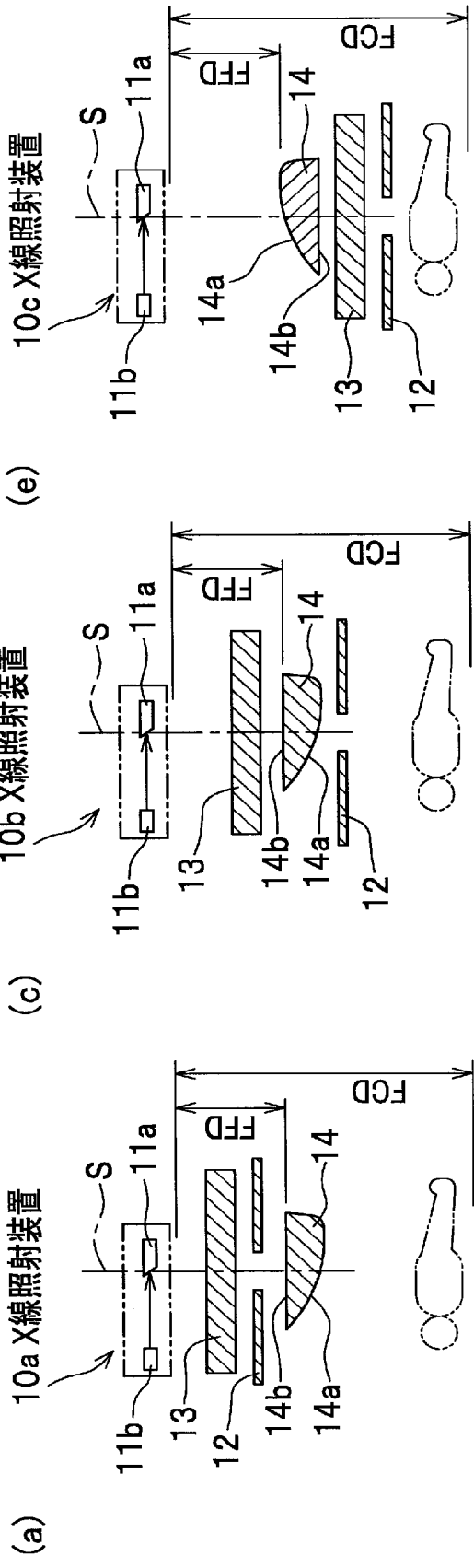
(b) 所定距離FCDでの照射強度分布











【図 9】

15 ヒール効果補正フィルタ

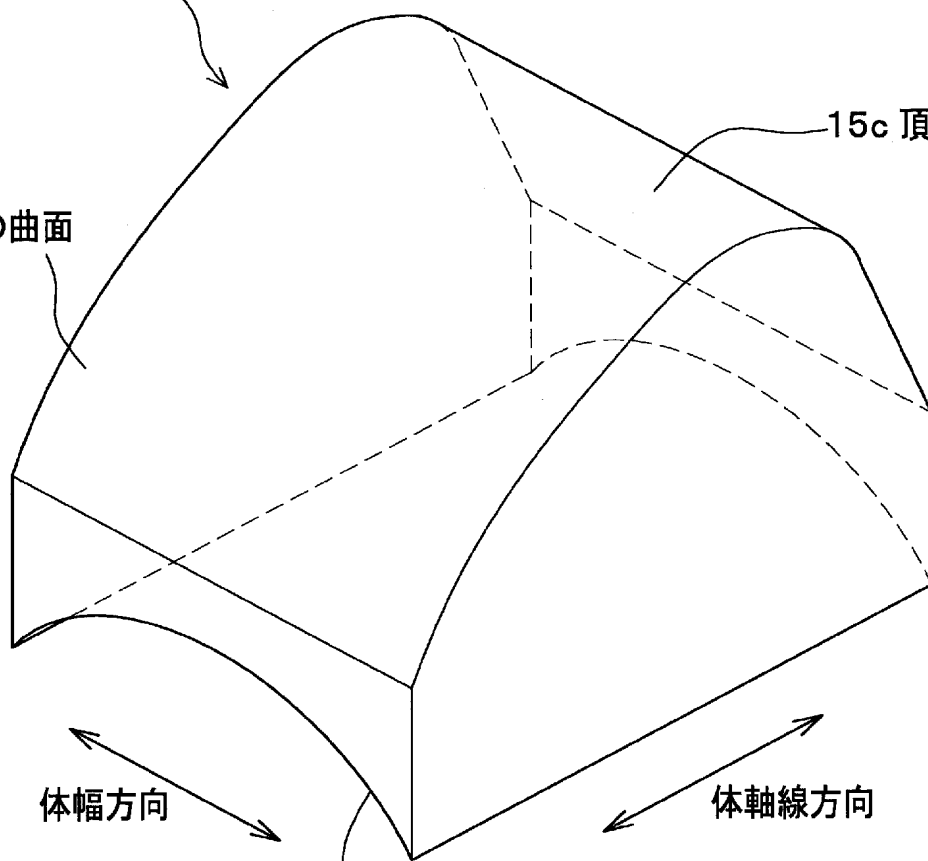
15a 凸状の曲面

15c 頂点部

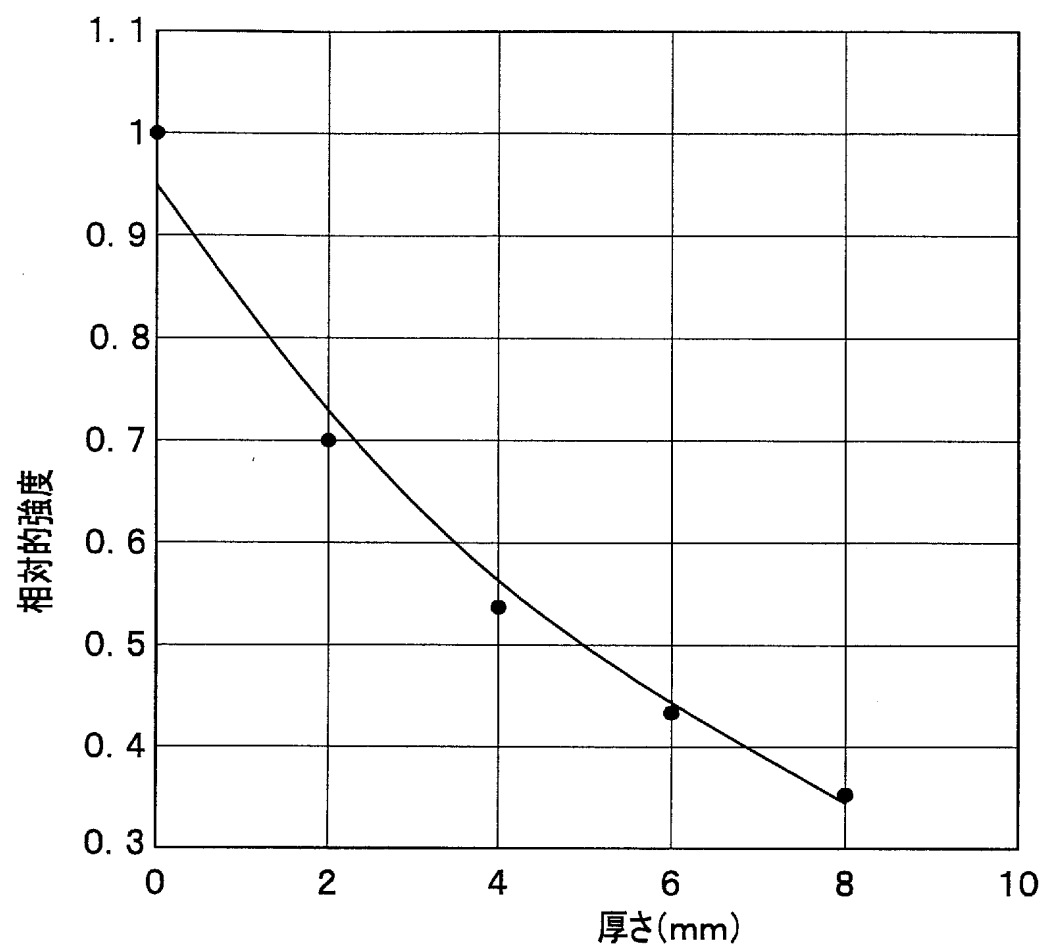
体幅方向

体軸線方向

15b 凹状の曲面



【図 1 0】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 ヒール効果によって不均一になるX線束の照射強度分布を均一にして、被検体への必要以上の被ばくを防ぐ。

【解決手段】 陰極11bからX線源（陽極）11aに熱電子ビーム束を照射してX線源11aで発生するX線束XRを、被検体Hの体幅方向に凹円筒状の曲面13aとなるウェッジフィルタ13を介して被検体Hに向け照射する際に、X線束XRがX線源11aから被検体Hの体幅方向に広がりつつヒール効果によるX線強度角度分布によって被検体Hの体幅方向と直交する体軸線方向に略扇形に広がって形成されるX線束照射領域Vで被検体Hの体軸線方向に不均一となるX線強度角度分布を均一となるように補正するヒール効果補正フィルタ14であって、X線束XRのX線強度角度分布において、厚さがX線束XRの強度が強い位置では厚く、X線束XRの強度が弱い位置では薄くなるように構成した。

【選択図】 図1

出願人履歴

3 0 1 0 3 2 9 4 2

20020530

住所変更

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号

独立行政法人放射線医学総合研究所